UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

FACULTE MIXTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE

Année 1951 N° 64

Etude Physique et Dosimétrique du Rayonnement émis par un Appareil de Radiothérapie de Contact (Philips-Métalix)

THESE

pour le Doctorat en Médecine

Présentée et soutenue publiquement en Juin 1951

PAR

Maurice DELPLA

MEMBRES DU JURY....

MM. DUCUING, *Président.*
BOUNHOURE
MARQUÈS *Assesseurs*
AUVERGNAT
GERAUD, *Suppléant.*

TOULOUSE
IMPRIMERIE TOULOUSAINE
Vve LION & FILS
2, rue Romiguières, 2
1951

UNIVERSITE DE TOULOUSE

FACULTÉ MIXTE DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

TABLEAU DU PERSONNEL

Doyen	MM. LEFEBVRE
Assesseur	BRUSTIER
Doyens honoraires	GORSE, CALVET

PROFESSEURS HONORAIRES

MM. RISPAL	MM. MERIEL	MM. RIBAUT
LAFFORGUE	VALLOIS	SERR.

PROFESSEURS

Clinique de neurologie et de psychiatrie	MM. RISER
Clinique médicale	TAPIE, ROQUES
Clinique obstétricale	GUILHEM
Physiologie	SOULA
Clinique chirurgicale et du cancer	DUCUING
Physique biologique et médicale	BUGNARD
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques	NANTA
Chimie et Toxicologie	BRUSTIER
Pathologie générale et médecine expérimentale	SENDRAIL
Clinique chirurgicale et gynécologique	LEFEBVRE
Anatomie	LAZORTHES
Histoire naturelle	DELAS
Clinique médicale infantile et puériculture	SOREL (R.)
Pharmacie	CAUJOLLE
Pathol. interne et clinique des maladies de la tuberculose	MOREL
Bactériologie, hygiène, médecine sociale	ANDRIEU
Clinique chirurgicale infantile et orthopédie	VIRENQUE
Clinique des maladies des voies urinaires	FABRE (P.)
Matière médicale	VINCENT
Hydrologie thérapeutique et climatologie	MERIEL
Anatomie pathologique	FABRE (J.)
Clinique oto-rhino-laryngologique et chirurgie	CALVET
Clinique ophtalmologique	CALMETTES
Chimie biologique	VALDIGUIE
Médecine légale et du travail	PLANQUES
Histologie et embryologie	BROUSSY
Médecine sociale	BOUNHOURE
Thérapeutique	GADRAT
Pathologie chirurgicale	GRIMOUD
Stomatologie	CADENAT
Professeur à titre personnel	BAISSET

PROFESSEUR SANS CHAIRE

Anatomie	M. COULOUMA

MAITRES DE CONFÉRENCES AGRÉGÉS

Anatomie	MM. POULHÈS
Histologie	BIMES
Sciences Naturelles	BOUISSET
Bactériologie	Mme ENJALBERT
Chimie Biologique	MM. POLONOVSKI
Physique Médicale	AUVERGNAT
Pharmacie	COUTURIER
Chimie générale pharmaceutique	BLANC
Botanique	Mme DULUCQ-MATHOU

AGRÉGÉS

Médecine	MM. DARNAUD, GÉRAUD, DARDENNE, LAPORTE, BAUDOT.	MM. RIEUNAU, DIEULAFE, DAMBRIN (P.) — Chirurgie
Ophtalmologie		MM. DEODATI
Physique Médicale		MARQUÈS
Obstétrique		PONTONNIER
O. R. L.		CLAUX
Urologie		LHEZ

COURS COMPLEMENTAIRES

Cours d'obstétrique aux élèves sages-femmes	MM. GUILHEM
Chimie pathologique	VALDIGUIÉ
Chimie biologique	DOUSTE-BLAZY
Chimie minérale	BLANC
Physique pharmaceutique	AUVERGNAT
Dermatologie et syphiligraphie	BAZEX
Législation pharmaceutique	BOUISSET
Tuberculose	MOREL
Chirurgie pulmonaire	DAMBRIN (P.)
Parasitologie	BAUDOT
Cryptogamie	Mme DULUCQ-MATHOU
Chimie analytique	MM. BLANC
Hydrologie et Géologie	ASTRE
Anatomie médico-chirurgicale	THOMAS
Pharmacodynamie médécine	BAISSET
Pharmacodynamie pharmacie	CAUJOLLE
Hygiène	LAPORTE
Urologie	LHEZ
Ophtalmologie	DEODATI
Neuro-Chirurgie	LAZORTHES
Mycologie	MORQUER
Psychiatrie	GAYRAL
Physiologie	COLOMBIÉS
Histologie	PLANEL
Secrétaire de la Faculté	M. ARGILAS

La Faculté déclare n'être pas responsable des opinions émises par les candidats. (Délibération en date du 12 mai 1891).

UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

FACULTE MIXTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE

Année 1951 N 64

Etude Physique et Dosimétrique du Rayonnement émis par un Appareil de Radiothérapie de Contact (Philips-Métalix)

THESE

pour le Doctorat en Médecine

Présentée et soutenue publiquement en Juin 1951

PAR

Maurice DELPLA

MEMBRES DU JURY.... MM. DUCUING, *Président.*
BOUNHOURE
MARQUÈS } *Assesseurs*
AUVERGNAT
GERAUD, *Suppléant.*

TOULOUSE
IMPRIMERIE TOULOUSAINE
Vve LION & FILS
2, rue Romiguières, 2
1951

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

A LA MEMOIRE DE MES PARENTS

A MA FEMME

A MES FILLES CHRISTIANE ET LAURENCE

A MON FRERE

A MES PARENTS ET AMIS

A MON MAITRE ET PRÉSIDENT DE THÈSE

MONSIEUR LE PROFESSEUR J. DUCUING

Professeur de Clinique Chirurgicale et du Cancer
Chirurgien-Chef Honoraire des Hôpitaux
Directeur Honoraire du Centre Anticancéreux

A MON JURY DE THÈSE

Monsieur le Professeur R. BOUNHOURE

Médecin-Chef des Hôpitaux
Chevalier de la Légion d'Honneur

Monsieur le Professeur P. MARQUÈS

Professeur Agrégé de Physique Médicale
Electro-Radiologiste Honoraire des Hôpitaux
Directeur du Centre Anti-Cancéreux

Avec tous nos remerciements à notre professeur d'Electro-Radiologie, pour son précieux concours et l'intérêt qu'il nous a témoigné.

Monsieur le Professeur J. GÉRAUD

Professeur Agrégé
Médecin des Hôpitaux

Monsieur le Professeur R. AUVERGNAT

Professeur Agrégé de Physique Médicale

A Monsieur le Docteur A. BRU

Chef de Travaux de Physique Médicale
à la Faculté

qui nous a inspiré ce travail, et nous a fait, toujours avec bonne humeur, bénéficier de son expérience. Nous lui exprimons notre très vive gratitude.

A MES MAITRES DE LA FACULTÉ
ET DES HOPITAUX

A MES CHEFS D'ÉTABLISSEMENTS

Nous devons à leur bienveillance d'avoir pu mener à bien ce travail. Qu'ils veuillent trouver ici l'assurance de notre profonde gratitude.

Introduction

Continuant les travaux entrepris au C.R.A.C. de Toulouse en 1938, sur la répartition en profondeur de l'énergie en radiothérapie pénétrante, nous avons étudié le rayonnement donné par un appareil de radiothérapie dite « de contact ».

Si la répartition chronologique des doses reste un problème de radiobiologie à solutions sans doute multiples et toujours expérimentales, la répartition spatiale de l'énergie peut être déterminée par des méthodes dosimétriques avec une précision suffisante dans la majorité des cas.

Ainsi, il est possible de connaître les doses reçues par la tumeur et les tissus voisins, et d'apprécier directement l'effet physique primaire d'ionisation qui conditionne l'effet thérapeutique tardif.

A l'aide de microchambres d'ionisation placées dans des fantômes, on peut mesurer les doses point par point, établir des courbes isodoses standard qui permettent de vérifier, pour une technique donnée, si la dose tumeur remplit les conditions d'efficacité.

Ceci est vrai pour la radiothérapie habituelle, profonde ou superficielle. C'est encore vrai, tout en

présentant des difficultés particulières, pour la curiethérapie. Mais le contrôle physique des irradiations données par les appareillages de contact n'est pratiquement pas encore réalisé. Cela tient, d'une part, à ce que la radiothérapie de contact est assez peu utilisée; d'autre part, au fait que ce contrôle est particulièrement difficile.

Or, les indications du contact en cancérologie sont extrêmement fréquentes, et la mesure des doses tumeur est également nécessaire. Il suffirait, pour en faire la preuve, de citer toutes les erreurs techniques rendues possibles par une mauvaise appréciation du rendement en profondeur et du volume d'efficacité; erreurs techniques seules responsables des échecs thérapeutiques, et qui ont fait considérer les méthodes de contact comme inefficaces ou dangereuses.

D'ailleurs, l'appellation radiothérapie « de contact » est impropre, car le contact vrai, c'est-à-dire une distance anticathode-peau nulle, est pratiquement irréalisable. D'autre part, cette appellation suppose l'emploi d'une technique rigide, comportant une distance anticathode-peau minimum. Au contraire, le terme *plésioroentgenthérapie*, rarement utilisé en France, caractérise les diverses techniques possibles avec ces appareillages où la distance anticathode-peau est peu élevée, mais les modalités d'application assez souples pour être adaptées à chaque cas particulier.

Nous aurons la liberté de faire varier, dans une certaine mesure, les qualités du faisceau, en diminuant sa divergence et en augmentant son homogénéité; nous pourrons ainsi modifier la répartition spatiale des doses, recouper les faisceaux, de façon à obtenir des doses tumeur convenables. Ce n'est plus du contact, c'est une technique faite avec

les appareillages de contact, aux indications plus étendues, et parfaitement efficace.

Cette nouvelle technique ne diffère pas des techniques courantes de radiothérapie profonde : elle nécessite, pour être valable, l'établissement de courbes isodoses qui seront une garantie d'efficacité.

A côté de cette raison primordiale, il existe d'autres arguments nous incitant à la recherche dans ce domaine; ce sont essentiellement :

— l'insuffisance des méthodes dosimétriques habituelles par suite de la divergence et de la mollesse du rayonnement;

— la nécessité d'un étalonnage périodique des tubes. Il est inconcevable d'accepter comme constant le débit d'un tube, déterminé seulement à la sortie de l'usine;

— le fait paradoxal d'une inefficacité relative des radiations molles : le roentgen contact est beaucoup moins efficace que le roentgen X habituel; l'équivalence est de l'ordre de 2 contre 1.

Or, si l'on fait varier les conditions d'irradiation, on constate que, au fur et à mesure que l'on s'éloigne du contact vrai, l'efficacité augmente : le rœntgen contact et le rœntgen habituel tendent à se confondre.

Nous avions admis implicitement jusqu'à présent que la divergence du faisceau et l'absorption élective dans les couches épidermiques superficielles expliquaient cette inefficacité apparente, la réponse biologique des couches sous-jacentes étant conforme à la règle.

Ce point de vue est certainement exact pour une grande part; mais notre expérimentation nous a conduit à croire que l'appréciation habituelle des doses dans les premiers millimètres n'était pas rigoureusement vraie. Nous avons fait une hypothèse

qui rendrait compte en partie, et d'une manière satisfaisante, de l'écart existant entre la dose supposée et l'effet biologique que l'on pourrait attendre.

Après avoir énuméré les motifs de ce travail, nous allons en souligner les points essentiels.

En raison de la qualité du faisceau et des conditions particulières d'emploi, il ne peut être procédé selon les techniques habituelles.

Nous avons solutionné le problème :

— en utilisant le « momentan dosimètre Siemens »,

— mais en étudiant séparément les divers facteurs de la répartition spatiale :

— dispersion,

— absorption,

— rayonnement secondaire,

— en les combinant par le calcul pour obtenir la répartition spatiale réelle.

Nous avons adopté les notations proposées par le Comité international de standardisation :

D : dose dans l'air,

Do : dose en surface,

Dx : dose à une profondeur X (mesurée en millimètres au lieu de centimètres),

sachant bien que la « dose » mesurée par la chambre d'ionisation ne saurait mesurer exactement la fraction d'énergie réellement absorbée par les tissus remplacés par cette même chambre.

Nous appellerons « débit » (avec M. le Professeur LAMARQUE) la dose par unité de temps, exprimée en rœntgen par minute (r/mn.)

I -- LA CHAMBRE D'IONISATION

Elle est légèrement conique, de hauteur 3 cm.. de diamètre, 17,3 mm. à la base, 16 mm. au sommet. Elle est reliée par un long câble isolé à un galvanomètre shunté susceptible de mesurer des débits variant de :

0 à 200 r/mn
ou 0 à 33 r/mn

Cette chambre ne peut être rapprochée de la sortie du tube : l'intensité du courant d'ionisation ne serait plus mesurable au galvanomètre;

ses dimensions importantes ne permettent pas de la placer dans un faisceau divergent.

Cependant, elle peut être utilisée à la mesure du débit dans un faisceau de rayons mous, comme nous l'avons vérifié en étudiant la dégradation de ce faisceau dans le carton, l'aluminium, la cire d'abeille.

Nous avons disposé la chambre, l'axe vertical, perpendiculaire au rayon central du faisceau, à une distance constante de l'anticathode de 15 cm. environ. Le matériau absorbant, d'épaisseur variable, interceptait le faisceau à la sortie du tube.

Nous avons disposé la chambre, l'axe vertical, perpendiculaire au rayon central du faisceau, à une distance constante de l'anticathode de 15 cm. environ. Le matériau absorbant, d'épaisseur variable,

interceptait le faisceau à la sortie du tube.

Nous avons mesuré les épaisseurs de carton et d'aluminium en nombre de feuilles (n), chaque feuille ayant une épaisseur de 0,43 mm. pour le carton; 50 μ pour l'Al.; les épaisseurs de cire sont mesurées en millimètres (e);

d représente le débit mesuré par la chambre après traversée de la substance absorbante; do le débit lorsque l'air seul est interposé.

TABLEAU N° 1

carton										
n	0	2	5	10	20	35	55	75	100	70
d	196	155	118	85,5	55	33,5	2,8	15	10,8	
% de d_0	100	79,1	60,2	43,6	28	17,1	11,1	7,7	5,5	
Al										
n	0	1	3	5	10	15	20	30	50	75
d	198	162	124	101	69	53	43	29	17	10,5
% de d_0	100	81,8	62,6	51	34,8	26,8	21,2	14,7	8,6	5,3
cire										
e	0	8	15	21,5	33	41	49			
d	195	115	72	57	36,5	28	22			
% de d_0	100	59	36,9	29,2	18,7	14,4	11,3			

Nous avons reporté ces résultats sur le graphique n° 1, en coordonnées semi-logarithmiques, avec des échelles en abcisses telles que ces résultats soient comparables. Il est remarquable que pour le carton et l'aluminium utilisés, le cœficient d'absorption varie de façon identique: toutefois leurs nom-

bres atomiques efficaces sont différents; par contre, le faisceau se dégrade moins vite dans la cire (courbe en tirets).

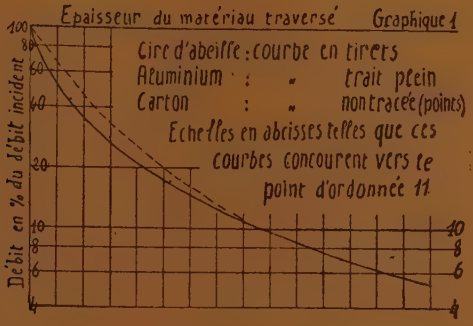


FIGURE 1 - Absorption du rayonnement non filtré.

D'après ces mesures, la C.D.A. du faisceau dans l'Al. est de 0,26 mm., nombre peu différent de celui que donne Van der Plaats, égal à 0,32 mm.

Une analyse qualitative de l'aliminium utilisé nous a décelé la présence de traces de fer.

Nous trouvons C. D. A. = 0,26 ± 0,01 mm. d'Al. la présence de fer expliquant la différence des résultats, supérieure à l'erreur de mesure.

II — LE FACTEUR DISPERSION

A/ Nous avons vérifié la loi de l'inverse du carré de la distance.

La chambre d'ionisation, son axe étant vertical, a été déplacée suivant le rayon central du faisceau, de direction horizontale; la distance mesurée de l'anticathode (18 mm. en arrière du capuchon de

philite) à l'axe de la chambre. Un diaphragme de plomb, imperméable, présentant une ouverture rectangulaire de 1,75 × 3,4 cm., disposé devant la chambre, interceptait le rayonnement diffusé par l'air.

Le graphique représentant les variations de $1/\sqrt{D}$ (D : débit mesuré dans l'air) en fonction de la distance focus-chambre, doit être une droite passant par l'origine. Il en est sensiblement ainsi si l'on corrige les lectures du « pour cent » d'énergie absorbé par l'air, correction prise sur les courbes 4a et 5a p. 27, l'air et l'eau ayant sensiblement même nombre atomique efficace.

Corrections :

Dans les conditions normales de température et de pression, 1 cm^3 d'air sec pèse 1,293 mg.

Dans les conditions d'expérience (0° ; 750), 1 cm^3 d'air pèse 1.189 mg. soit 0,0012 g.

TABLEAU N° 2

	% de D que l'air a laissé passer	
	Filtre extra=0 (1) Graphique n° 4 a	1 Al. (1) Graphique n°
15 cm. d'air absorbent comme 0,18 mm. d'eau	97	99
20 cm. — — — 0,24 mm. —	95	98
30 cm. — — — 0,36 mm. —	94	97,6
40 cm. — — — 0,48 mm. —	92	96,5

(1) Ajouter la préfiltration qui, pour ce tube, est de 0,2 mm. d'Al.

Résultats :

Tableau n° 3

Filtre extra = 0

Distance cm	15	17	20	25	30	35	40
D	189,5	148,7	109	70	49,5	36,5	27,5
1/ VD	0,0726	0,0820	0,0968	0,1195	0,1421	0,1655	0,1907
D corrigé	183,8		103,5		46,5		25,3
1/ VD	0,0738		00983		0,146		0,1988

Tableau n° 4

Filtre extra = 1 mm. d'Al.

Distance cm	15	17	20	25	30	35	45
D	39	30,5	22,3	14,35	10	7,4	5,7
1/ VD	0,1600	0,1810	0,2117	0,2640	0,3165	0,3675	04187
D corrigé	38,67		21,86		9,74		5 50
1/ VD	0,1608		0,2139		0,3204		0,4263

Nous déterminerons, à l'aide des graphiques n° 2 et 3, fig. 2, le débit (mesuré dans l'air) à la sortie du tube, mais *par extrapolation.*

1° Peut-on extrapoler?

— Oui, si l'on peut appliquer à l'anticathode les lois de la photométrie; car alors, à 2 cm., on commet une erreur de l'ordre de 2% en négligeant la surface d'une source de 1 cm. de diamètre.

— Non, si l'on assimile l'anticathode à une surface d'onde (théorie de Huyghens) correspondant à une source virtuelle punctiforme, donc plus éloignée.

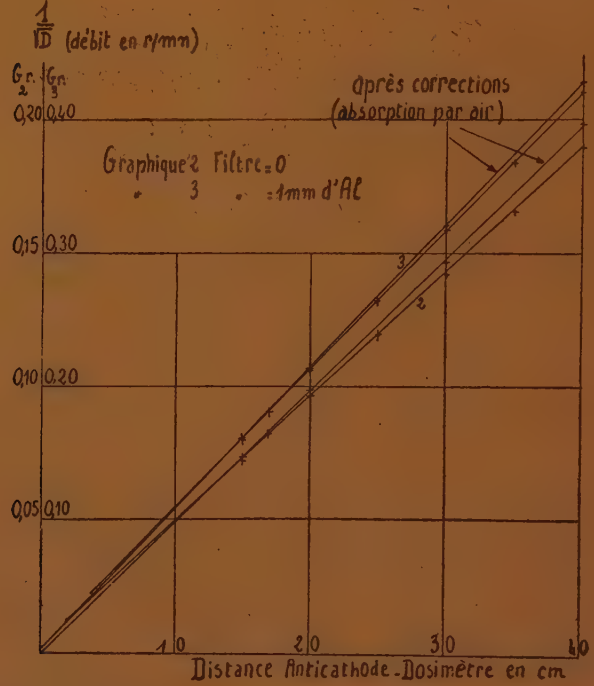


FIG. 2 - Vérification de la loi de l'inverse du carré de la distance.

De toutes façons, le débit déterminé par extrapolation sera supérieur au débit réel.

Ainsi, mais surtout si l'on admettait la seconde hypothèse, on s'expliquerait l'inefficacité relative et paradoxale, du rœntgen contact par rapport au rœntgen X à tension et distance plus élevées.

2° L'extrapolation donnera une précision médiocre; on ne pourra améliorer la qualité de ces résul-

tats que par des mesures de plus en plus rapprochées de l'anticathode, mais on se heurte là à des difficultés techniques.

De l'étude des graphiques, nous pouvons tirer les résultats (nous avons retranché 2 mm. de la longueur du localisateur, tenant compte du fait que les téguments sont généralement déprimés).

TABLEAU N° 5

Distance A-P	filtre extra	D (r/mn)
18	0	13000 ± 3000
38	0	3000 ± 300
38	1 Al	600 ± 100

Ces résultats, dans l'ensemble, sont comparables aux données du constructeur.

B/ Nous avons exploré le faisceau en déplaçant la chambre sur une circonférence ayant pour centre l'anticathode, pour rayon 15 cm., ayant eu soin d'éliminer, comme au cours des mesures précédentes, le rayonnement diffusé par l'air. Les mesures ont été faites dans un plan horizontal.

Nous avons utilisé les localisateurs le plus souvent en usage, désignés conformément aux indications du catalogue.

α représente l'écart angulaire entre l'axe du tube et la direction

Δ où se fait la mesure.

Le champ n'admettant pas d'axe de symétrie, nous avons fait des mesures à gauche (G) et à droite (D) de l'axe du tube.

Résultats :

TABLEAU N° 6

α°		0	15	17,30	20	22,30	30	35	40
sans filtre									
	G		177	170	170		145	107	8
sans	—	190							
localisateur	D		162	160	155		130		6
	C		177	170	170		145	88	6,5
loc. 2/20	—	190							
	D		162	160	155		130	100	5
	G		177	167	134	29	5	83	
loc. 4/29	—	190							
	D		162	155	15		5		
filtre 1 Al									
	G		36	26,9	7		1		
loc. 4/29	—	39							
	D		38,5	34,1	7,5		1,2		

Remarques :

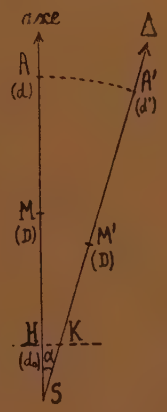
Nous tiendrons compte de la dissymétrie du champ par rapport à l'axe du tube dans l'établissement des courbes isodoses.

Nous constatons une chute brusque du débit mesuré lorsqu'augmente l'écart angulaire par rapport à l'axe du tube; bien que la chambre utilisée présente des dimensions importantes, lorsque nous déduisons de mesures faites à 15 cm. des résultats pour des distances de 2 à 5 cm., *tout se passera comme si nous avions exploré le faisceau avec une chambre de diamètre de l'ordre de 2 à 5 mm.*

Il semblerait qu'il y ait intérêt à augmenter la distance anticathode-chambre pour avoir une précision meilleure, mais d'une part les lectures diminueraient, diminuant leur précision; d'autre part l'action perturbatrice de l'air augmenterait.

III — ETABLISSEMENT DES COURBES ISODOSES DANS L'AIR

Nous sommes dès maintenant en mesure d'établir le plan de répartition de l'énergie en avant du tube, dans l'air, sans tenir compte du rayonnement diffusé (la presque totalité ayant été éliminée par le diaphragme de plomb).



Soit S l'anticathode.
SA la direction de l'axe du tube.
SA' une direction Δ inclinée de α.
H la sortie du tube dans l'axe.
K la sortie du tube sur Δ.
d_0 d et d' les débits en H, A et A'.
SA = SA' = 15 cm (Voir II - B)
posons SH = Z_0
Soit M sur l'axe, M' sur Δ, le point où le débit est

$$D = \frac{nd_0}{100} \quad \text{(isodose n \%)} \qquad (1)$$

Cherchons le lieu de M

sur Δ .D. $\overline{SM'}^2 = d'.\ \overline{SA}^2$

sur l'axe D. $\overline{SM}^2 = d.\ \overline{SA}^2$

d'où $$SM' = SM \sqrt{\frac{d'}{d}} \qquad (2)$$

mais .D. $\overline{SM}^2 = d_0\ Z_0^2$

d'après (1) $$\overline{SM}^2 = \frac{100\ d_0}{nd_0} Z_0^2$$

(2) devient $$SM' = Z_0 \frac{10}{\sqrt{n}} \sqrt{\frac{d'}{d}} \qquad (3)$$

Cette formule est calculable par logarithmes. Elle ne fait pas intervenir do, débit à la sortie; toutefois, elle n'est correcte que si la loi de l'inverse carré peut s'appliquer jusqu'au point H (équation (3).

Nous avons calculé les courbes isodoses 75, 50, 25 et 10% de do.

1° sans localisateur $Z_0 = 18$ mm.

2° localisateur 4/29 sans filtre $Z_0 = 38$ mm.

3° localisateur 4/29 filtre I Al. »

Résultats :

Les valeurs SM', exprimées en millimètres, sont reportées dans les cases des tableaux.

1° sans localisateur :

TABLEAU N° 7

α°		0	15	17,30	20	30	35
75 %	G	20,78	20,1	19,7	19,7	18,2	
	D		19,2	19,1	18,8		
50 %	G	25,45	24,6	24,1	24,1	22,2	19,1
	D		23,5	23,4	23	21,1	
25 %	G	36,00	34,8	34	34	31,45	27
	D		33,2	33	33	29,8	24.5
10 %	G	56,92	54,9	53,8	53,8	49,7	42,7
	D		52,6	52,2	52,2	47,1	38,7

Dans les cases en blanc SM' <18 mm.

Résultats représentés sur le graphique n° 6 fig. 3 à l'échelle de 1 cm. pour 2 mm. La courbe isodose 10% a été prolongée jusqu'à la direction 40° sur laquelle les valeurs de SM' sont à gauche 11,7, à droite 10,1.

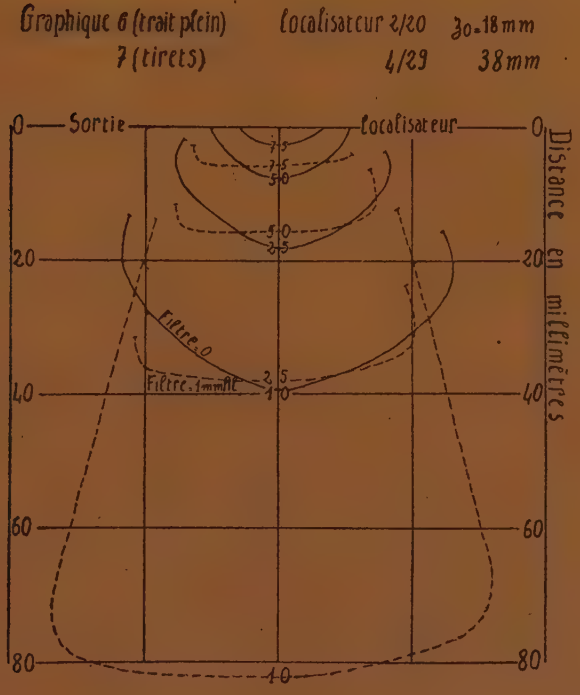


FIG. 3 - Courbes isodoses dans l'air.

Nous avons pris pour Z_0 18 mm. non 20 mm. pour que la comparaison avec les courbes isodoses dans les tissus soit plus aisée.

2° localisateur 4/29 sans filtre.

TABLEAU N° 8

α°		0	15	17,30	20	22,30
75 %	D		40,5	39,6		
	— 43,9					
	G		42,4	41,1		
50 %	G		51,9	50,4	45,1	
	— 23,7					
	D		49,6	48,5		
25 %	G		73,4	71,3	63,8	
	— 76					
	D		70,2	68,6		
10 %	G		116	113	101	47
	— 120					
	D		111	109		

Dans les cases en blanc SM' <38 mm.

Ces résultats n'ont pas été représentés par un diagramme : ils sont peu différents des résultats suivants :

3° Localisateur 4/29, filtre extra 1 mm. Al.

TABLEAU N° 9

α°		0	15	17,30	20
75 %	G		42,2		
	— 43,9				
	D		43,6		
50 %	G		51,6	44,6	
	— 53,7				
	D		53,4	50,3	
25 %	G		73	63,1	
	— 76				
	D		75,5	71,1	
	G		116	99,8	50,9
10 %	— 120				
	D		120	112	52,7

Résultats représentés par le graphique n° 7 à l'échelle de 1 cm. pour 2 mm.

Dans le tableau n° 6, on a pu remarquer que la mise en place du filtre d'aluminium a inversé la dissymétrie du champ (et ce résultat a été constaté au cours de toutes les mesures) ; cette inversion se retrouve dans le tableau n° 9.

La comparaison des tableaux 8 et 9 montre des résultats légèrement supérieurs dans le tableau 9, et cela décèle bien la sensibilité de la chambre Siemens, car la radiation filtrée est moins absorbée par l'air. Remarquons sur le tableau 6 que les mesures ont été faites avec des schunts différents. (Différence notable du débit) cependant, compte tenu de l'absorption de l'air, les tableaux 8 et 9 donnent des courbes isodoses sensiblement superposables, sauf en bordure du champ; mais là encore l'écart (l'erreur) est minime. Nous reprendrons cette question au cours de la discussion des courbes isodoses dans les tissus.

IV — LE FACTEUR D'ABSORPTION

Le grand axe du tube étant vertical, la chambre, l'axe horizontal, est placée à une distance suffisante de la sortie pour que la lecture ne soit pas sensiblement modifiée par le rayonnement secondaire émis par la substance absorbante.

Le diaphragme de plomb arrête le rayonnement diffusé par l'air.

Une cuve en carton intercepte le faisceau et contient des épaisseurs croissantes d'eau : X, *mesurées en millimètres.* Nous avons fait une première me-

sure sans interposition, mesurant D'; une seconde lecture en plaçant la cuve vide donnera le débit théoriquement reçu par l'eau, mesuré dans l'air, soit D. Le débit mesuré après traversée de l'eau sera exprimé en pour cent de D.

1° *Rayonnement non filtré.*

TABLEAU N° 10

X	air	0	1	2	3	4	4,25	5	9	13	18	22	31,5
lectures	21,3	19	16	14,5	12,2	10,4	9,8	9	6	4,6	3,5	2,8	1,8
% de D		100	84,2	76,3	64,2	54,5	51,6	47,5	31,6	24,2	18,4	14,7	95

La présence de la cuve modifie peu les qualités du faisceau puisque D vaut 89,2 % de D'.

Ces résultats sont représentés sur le graphique n° 1 fig. 4.

Nous donnerons CDA = 5,6 + 0,2 mm. d'eau.

Ce résultat est indépendant du rayonnement diffusé, et de la distance anticathode-face d'entrée, que nous ferons intervenir dans le calcul des courbes isodoses.

2° *Rayonnement filtré par 1 millimètre d'aluminium.*

TABLEAU N° 11

X	air	0	1	2,5	5,5	8,5	13,5	18	24,5	33
lectures	12,6	11,1	10,4	9,9	8,2	6,9	5,6	4,5	3,5	2,5
% de D		100	93,7	89,2	73,9	62,2	50,5	40,5	31,5	22,5

Ici, D vaut 95,7% de D'

Ces résultats sont représentés sur le graphique n° 5 (fig. 4). Nous en tirons : CDA = 13.6 = 0,2 mm. d'eau.

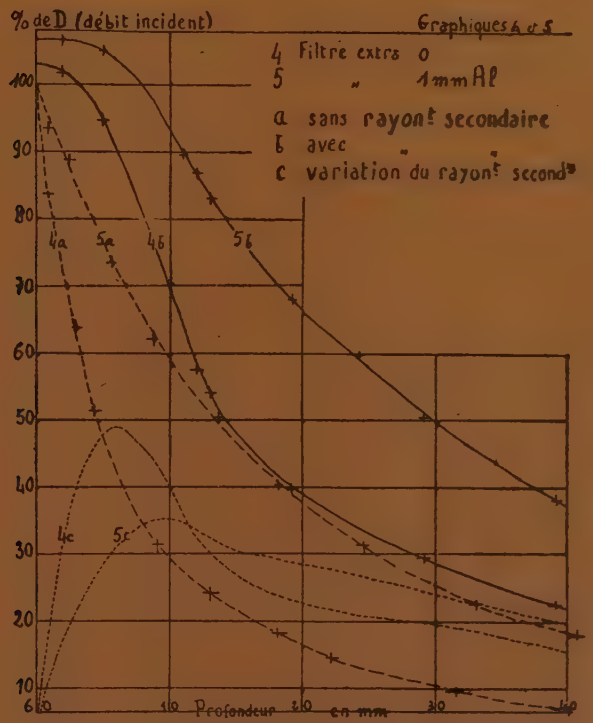


FIG. 4 - Courbes d'absorption par l'eau.

V — ETABLISSEMENT DES COURBES ISODOSES DANS LES TISSUS

L'eau et les tissus ayant des nombres atomiques efficaces très voisins, compris entre 7,4 et 7,5, nous pouvons établir le plan de répartition de l'énergie dans les tissus, après avoir éliminé le rayonnement diffusé par l'air (qui fausse les mesures) mais aussi le rayonnement diffusé par les tissus (facteur important en thérapeutique). L'étude de l'influence de ce dernier facteur, très complexe sera abordée dans le chapitre suivant.

Comme au chapitre III, avec les mêmes notations, nous établirons d'abord l'équation des courbes isodoses.

A - *Suivant l'axe du tube.*

Soit X = HM l'épaisseur de tissus traversée.

Z_0 = SH la distance anticathode-peau.

d_0 le débit mesuré en H (dans l'air, non « à la peau »).

M un point de l'axe où le débit, mesuré dans les tissus à une profondeur x est tel que

$$Dx = \frac{nd_0}{100}$$

D le débit en M s'il n'y avait pas interposition de tissus. Cherchons la position du point M suivant les valeurs données à n.

1° L'absorption d'énergie par les tissus se traduit par une courbe expérimentale (courbes 4a et 5a p. 27) représentant les variations de Dx (mesuré en pour cent de D) en fonction de x; donc :

$$100 \frac{Dx}{D} = f(x) \qquad (1)$$

2° La dispersion obéit à la loi de l'inverse carré

$$D (Z_0 + x)^2 = d_0 Z_0^2 \qquad (2)$$

Remplaçant dans (1) Dx et D par leur valeur.

$$\boxed{\frac{n}{Z_0^2} (Z_0 + x)^2 = f(x)} \qquad (3)$$

B. — Sur une direction Δ

Soit x = K M' l'épaisseur de tissus.

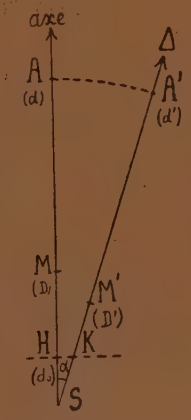
z = SK la distance anticathode-peau.

d et d' les débits, mesurés dans l'air en A et A' tels que SA = SA' = 15 cm (tableau n° 6).

Cherchons, lorsque α varie, le lieu du point M', tel qu'en ce point le débit mesuré dans les tissus soit le même qu'au point M sur l'axe : Dx.

Soit D' le débit en M' s'il n'y avait pas interposition de tissus.

x n la valeur de x correspondant à Dx sur l'axe calculée par l'équation (3).



d'après (1) $100 \frac{Dx}{D} = f(x_n)$ qui donne

d'après (2) $100\, Dx \frac{(Z_0 + x_n)^2}{d_0 Z_0^2} = f(x_n)$ (4)

1° Absorption $100 \frac{Dx}{D'} = f(x)$ 5)

2° Dispersion $D' (z + x)^2 = d' SA^2$

mais SA' = SA et $d. \overline{SA}^2 = d_0 Z_0^2$

portant l'équation (5) cette valeur de D' et la valeur de Dx donnée par (4)

$$\frac{(Z_0 + x_n)^2}{f(x_n)} \frac{d'}{d} (z + x)^2 = f(x) \qquad (6)$$

Trouver x revient à couper la courbe expérimentale

$$Y = f(x)$$

A. — Par les paraboles $Y = \frac{n}{Z_0^2} (Z_0 + x)^2$

qui donnent, pour différentes valeurs de n, les positions du point M sur l'axe, correspondant aux profondeurs xn

B. — Par les paraboles $Y = \frac{(Z_0 + x_n)^2}{f(x_n)} \frac{d'}{d} (Z+x)^2$

qui donnent, lorsque α varie (d' et Z varient), les positions du point M sur Δ par la valeur de x=KM', épaisseur de tissus traversée.

REMARQUES :

1° Nous soulignons que dans la mesure des débits n'intervient par le rayonnement diffusé.

2° Comme dans les équations des courbes isodoses dans l'air. do débit à la sortie du tube, n'intervient pas explicitement dans les équations (3) et (6).

3° La valeur du rapport des débits d et d' mesurés dans l'air, est indépendante de la graduation de l'appareil de mesure.

4° Tenant compte du fait que la surface cutanée est le plus souvent déprimée par l'extrémité du localisateur, nous avons adopté pour Z_0 les valeurs de 18 et 38 millimètres, suivant le localisateur utilisé.

Résultats : Les valeurs de χ (parcours dans les tissus) *exprimées en mm*, figurent dans les cases des tableaux ci-dessous.

Pour $\chi < 0$, soit S M < 18 ou 38 (suivant le localisateur), la parabole ne coupera pas f (χ) ; les cases correspondantes sont laissées en blanc.

1° Sans localisateur $Z_0 = 18$ mm.

TABLEAU N° 12

α°		0	15	17 30	20	30	35	40
75 %	G	1,1	0,5	0,3	0,2			
	D		0,2	0,1				
50 %	G	2,7	2,2	1,9	1,8			
	D		1,8	1,6	1,4			
25 %	G	5,8	5,1	5	4,7	3,4	1,7	
	D		4,6	4,5	4,2	2,9	0,8	
10 %	G	11,4	10	9,6	9,5	7,8	5,1	
	D		9,4	9,3	8,9	7	4,1	
1,5 %	G	29	28	27,8	27,5	25	21,3	5,5
	D		27,3	27	26,6	23,8	19,4	1,8

TABLEAU N° 13

α°		35	40
1,5 %	b	20.6	1,5
	D	18,9	0,2

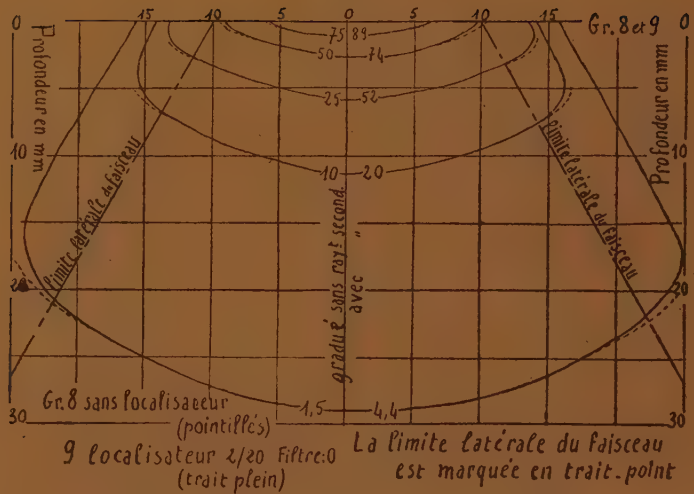


FIG. 5 - Courbes isodoses dans les tissus.
Distance A-P = 18 mm.

2° Localisateur 2/20 sans filtre $Z_0 = 18$ mm.

Les résultats sont identiques à ceux du tableau précédent, sauf pour un écart angulaire de 35°.

Nous avons calculé la courbe isodose 1,5% qui ne déborde pas les limites latérales de l'épure et donne des points sur toutes les directions.

3° Localisateur 4/29 sans filtre $Z_0 = 38$ mm.

TABLEAU N° 14

	α	0	15	17°30'	20	22°30
75 % — 1,4	G	0,7	0,3			
	D	0,3				
50 % — 3,4	G	2,7	2,3	1		
	D	2,2	1,9			
25 % — 7,5	G	6,7	6,2	4,6		
	D	6,2	5,7			
10 % — 16	G	15,1	14	11,5		1,4
	D	14	13,4			
5 % — 24,6	G	22,6	21,6	19,4		5,2
	D	21,6	21	1,8		

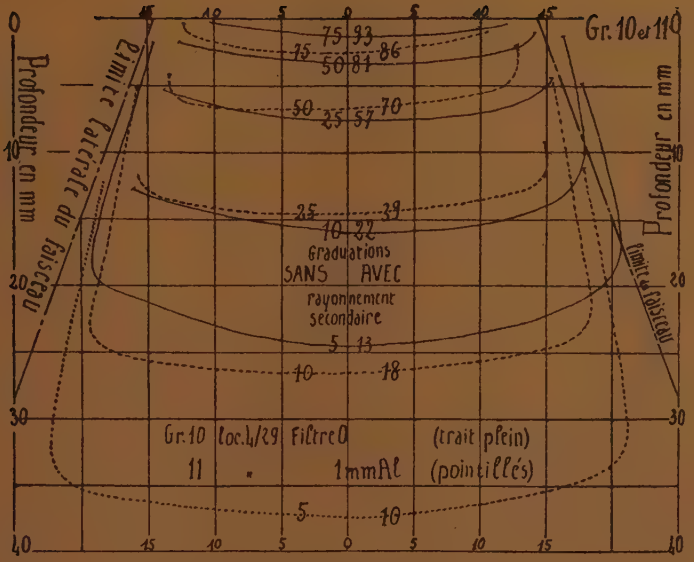


FIG. 6 - Courbes isodoses dans les tissus.
Distance A-P = 38 mm.

4° Localisateur 4/29 filtre extra 1 Al. Z_0=38 mm.

Tableau n° 15

		α 0	15	17°30'	20
75 %	G	1			
	— 2,6				
	D	1,7	0,4		
50 %	G	5,3	2,1		
	— 6,7				
	D	6,5	4,4		
25 %	G	13,1	9,6		
	— 14,6				
	D	13,8	12,2		
10 %	G,	25	20,8	4,8	
	— 26,5				
	D	26	24,2	5.5	
5 %	G	35,1	30	11,8	
	— 37,5				
	D	36,5	34	13	

Discussion des courbes isodoses

(Courbes théoriques où n'intervient pas le rayonnement diffusé par les tissus).

1° Nous avons marqué sur les graphiques les limites géométriques du faisceau incident en trait-point, en supposant l'anticathode punctiforme : or, elle a la forme d'un disque d'environ 3 mm. de diamètre.

Localisateur 2/20, *graphiques* 8 et 9 fig. 5.

La distance antocathode-sortie du localisateur est faible, la zone de pénombre importante et bien mise en évidence. Remarquons que dans cette zone, les débits mesurés étant faibles, l'importance relative du rayonnement diffusé par l'air augmente.

Localisateur 4/29, *graphiques* 10 et 11 fig. 6.

La zone de pénombre est diminuée par augmentation de la distance. De plus, le localisateur faisant ressort sur le tube, est difficile à fixer s'il n'est appuyé sur la région à traiter; la projection en avant du localisateur est la cause du resserrement du faisceau sur les graphiques.

Nous observons dans tous les cas une chute brusque de la dose sur la limite latérale du faisceau.

2° *Précision des résultats :*

L'erreur sur χ provient de la mesure des différents facteurs entrant dans les formules (3) et (6); il est facile d'évaluer leur importance relative par comparaison des résultats des tableaux n° 12 à 15.

Nous avons dressé un tableau dans les cases duquel figure, suivant les cas, l'ordre de grandeur de l'erreur sur χ, en millimètres.

TABLEAU N° 16

Graphiques nos 8 - 9 - 10	75 %	10%
à l'intérieur du faisceau	négligeable	0,6
en bordure du faisceau	0,7 à 2,2*	1 à 6*
Graphique n° 11		
à lintérieur du faisceau	0,3	0,6
en bordureau du faisceau	0,6 à 4*	1 à 7*

Les erreurs marquées d'un astérique, en bordure du faisceau, tiennent compte de l'erreur de lecture provenant du centrage de la chambre : ces erreurs sont élevées en raison de la chute rapide du débit.

Pratiquement, nous voyons que l'erreur maximum est de l'ordre du millimètre; il est souvent difficile de déterminer avec une telle précision les limites de la lésion à traiter. Mais nous avons négligé la *principale cause d'erreur :* le rayonnement diffusé dans les tissus.

VI — CORRECTION DES COURBES ISODOSES PAR LE RAYONNEMENT DIFFUSÉ

C'est seulement dans ce chapitre que nous abordons le problème dans toute sa complexité. Pour le traiter, nous devons placer la chambre d'ionisation in situ, *son volume est trop grand.* Cependant, nous avons effectué des mesures dans un fantôme de riz pour la détermination des doses « à la peau » et à faible profondeur; dans un fantôme d'eau, plus maniable, pour déterminer les doses en profon-

deur; les résultats se raccordent de façon satisfaisante. Ce fantôme prismatique avait pour dimensions 9×7×6, soit un volume d'environ 400 cm^3, sa petite face était perpendiculaire au rayon central, horizontal. Le diaphragme de plomb limitait le faisceau incident pendant les mesures à la peau. La chambre d'axe vertical, à 17 cm. environ de l'anticathode, était d'abord à moitié enfoncée dans le fantôme; laissant la chambre fixe, nous faisions progressivement avancer le fantôme vers le tube.

Nous avons calculé les débits en pour cent de D mesuré dans l'air (avant la mise en place du fantôme), x désigne toujours l'épaisseur de tissus traversée, mesurée en millimètres.

1° *Rayonnement non filtré.*

TABLEAU N° 17

x	air	0	2	5	10	11	12	13	19	29	3
lectures	145	149,5	148	138	102	90,5	83,5	79	58	43	3
% de D	100	103	102	95	70	62,5	57,5	54,5	40	29,5	2

Ces résultats sont reportés sur la fig. 4, courbe 4b, p. 27.

2° *Rayonnement filtré par 1 millimètre d'aluminium.*

TABLEAU N° 18

x	air	0	2	5	10	12	14	19	24	29	3
ectures	30	32	32	31,6	28,5	26,5	24	20,5	18	15,2	1
% de D	100	106,7	106,7	105,3	95	87,3	80	68,4	59,9	50,6	3

Ces résultats sont reportés sur la fig. 4, courbe 5b, p. 27.

Interprétation de ces résultats :

Nous ne saurions, pour l'interprétation de ces résultats, établir une formule analogue à l'équation (6) du chapitre V : en bordure du faisceau, la dose reçue ne saurait être calculée à partir de mesures faites dans l'axe du tube, étant donné l'importante variation du rayonnement diffusé, envoyé uniquement par des atomes situés à l'intérieur du faisceau. Cette variation pourra faire l'objet d'une étude : mais il faudrait pour des mesures à l'intérieur du fantôme, une chambre d'ionisation dont les dimensions soient de l'ordre du millimètre.

Nous n'avons pas fait intervenir le rôle de :

1° La dimension de la porte d'entrée : elle est égale à l'ouverture du diaphragme de plomb : 17,5 × 34 mm^2, environ 6 cm^2, soit sensiblement la même que pour le localisateur 4/29. L'infuence de ce facteur est faible en radiothérapie de contact.

2° Le volume irradié est un volume moyen, plus grand que pour une lèvre ou une main, plus petit que pour une joue ou une paupière par exemple.

L'influence de ce facteur est importante, mais souvent difficile à préciser.

Le rôle de l'angle d'incidence : le rayon central du faisceau est normal à la face d'entrée, la forme des courbes isodoses n'est valable qu'au voisinage de ce rayon central.

Nous avons fait varier :

1° La distance anticathode-peau ;

2° La qualité du rayonnement.

Deux facteurs importants de variation du rendement en profondeur.

Les graphiques n° 4 et 5, fig. 4 nous permettent

d'évaluer l'importance du rayonnement diffusé par la mesure de la différence d'ordonnée des courbes a et b.

Les courbes c donnent la variation du rayonnement diffusé en fonction de la profondeur. Elles sont comparables aux graphiques obtenus par Mlle G. Cazabat avec une tension constante de 200 k V, filtration 1 Cu + 1 Al. où l'auteur fait varier la grandeur du champ. La tension constante du Philips est de 50 k V, la surface de la porte d'entrée était ici invariable, le rayonnement sans filtration additionnelle (courbes n° 4), et filtré par 1 mm. d'Al. (courbes n° 5). Le maximum de rayonnement diffusé est ici obtenu à une profondeur de 5 à 10 mm. au lieu de 5 à 8 cm. à 200 k V.

Connaissant l'intensité relative du rayonnement diffusé, nous avons corrigé la graduation dont il convient d'affecter chaque courbe isodose. et fait les calculs en prenant Do (dose mesurée à la peau) égale à 100.

Tableau n° 19

lire :										
sans rayonnement diffusé			95	90	75	10	25	10	5	1,5
avec » AP = 18 mm.		filtre 0	98	96	89	74	52	20		4,4
	38	0	99	97,5	93	81	57	22	13	5
	38	1Al	98	96	86	70	39	18	9,4	5

Prenant, dans les tableaux n° 12, 14 et 15 les profondeurs auxquelles nous obtenons les doses portées dans le tableau n° 19, nous avons construit les graphiques n° 12, fig. 7, de décroissance, de la dose en profondeur, suivant la direction de l'axe du tube.

Courbe a : « au contact »

On observe une chute rapide de l'énergie reçue quand la profondeur augmente : la dose reçue à 1 cm. de profondeur est inférieure à 25% de Do

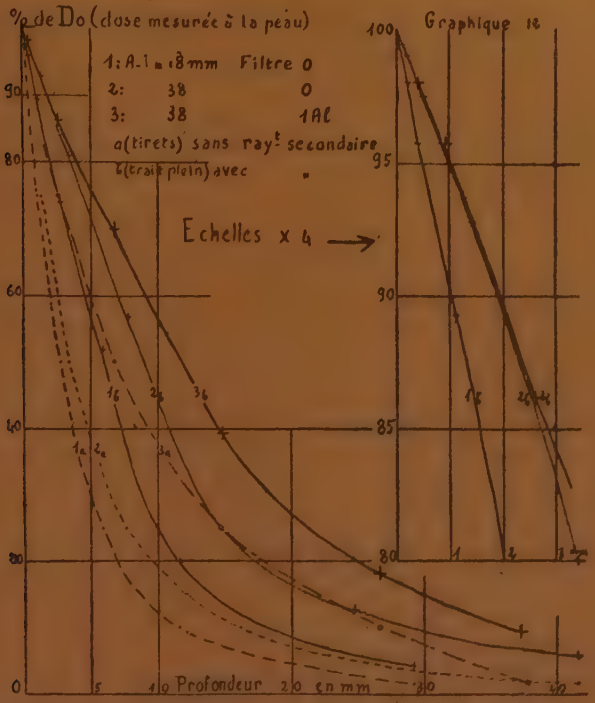


FIG. 7 - Décroissance de la dose en profondeur.

(dose mesurée à la peau) ; mais (fig. 5) l'énergie reçue en surface au centre du champ est beaucoup plus grande qu'en périphérie.

Courbes b et c : distance A-P 38 mm.

A 1 cm. de profondeur, l'énergie reçue est encore d'environ 45 et 55% de la dose cutanée, mais (fig. 6) la répartition de l'énergie est sensiblement uniforme sur la surface irradiée.

CONCLUSION

Nos résultats, dans l'ensemble, concordent avec les résultats publiés par les quelques auteurs qui se sont intéressés à la question; nous avons expliqué, à l'occasion, la raison des différences observées.

La vérification périodique du débit donné par le tube est facilement praticable avec le dosimètre Siemens.

L'emploi de chambres d'ionisation de dimensions plus petites permettrait de reconsidérer la mesure du rayonnement secondaire dans de meilleures conditions.

La mesure précise du débit à la sortie du tube est encore à faire, et il n'est pas prouvé qu'au «contact» la surface de l'anticathode puisse être négligée, et l'anticathode considérée comme une source punctiforme.

Nous avons, par le calcul, ramené des résultats des mesures faites à des distances supérieures à 15 centimètres de l'anticathode, à des distances comprises entre 2 et 6 cm., correspondant aux conditions de la plésiorœntgenthérapie.

Ce travail expérimental confirme l'impression clinique empirique, c'est-à-dire qu'une distance anticathode-peau de 2 cm. donne un rendement en profondeur insuffisant, la forme des courbes isodo-

ses est telle qu'une répartition correcte des doses est impossible.

Si l'on voulait augmenter l'homogénéité dans la cible, on serait obligé :

— d'une part de sacrifier en partie la protection des tissus sous-jacents;

— d'autre part d'utiliser une distance anticathode peau et une filtration telles que le débit du tube serait à peu près nul.

De ces deux points de vue opposés découle obligatoirement un compromis :

1° utilisation d'une distance et d'une filtration telles que le volume irradié d'une manière homogène soit assez grand pour englober largement la tumeur;

2° que la protection des tissus sous-jacents soit suffisante;

3° que le débit du tube soit assez élevé pour que la technique conserve ses avantages de maniabilité et de rapidité.

En effet, soit D o la dose mesurée à la peau :

TABLEAU n° 20

Distance A. P. en mm.	Filtre extra	Diamètre en mm. zone irradiée à 90 % de D_0	Rendement en profondeur pour $D_0 = 100$ à			Durée d'irradiation pour même D_0
			1 mm.	1 cm.	2 cm.	
18	0	13	90	25	8	1
38	0	25	95.	44	16	4
38	1 Al	25	95	56	27	20

En pratique, on peut recommander, en plésiorœntgenthérapie, deux techniques sensiblement différentes :

1° L'une utilisera la distance minimum anticathode-peau, en vue de la protection des tissus sous-jacents, mais l'irradiation de la cible n'est pas homogène, et comporte des surdosages importants de surface; elle sera réservée aux affections non cancéreuses, en particulier au traitement de l'angiome plan du jeune enfant. Ses indications seront exceptionnelles.

2° L'autre, apec une distance anticathode-peau de 4 cm.. conserve les avantages de maniabilité et de rapidité des appareillages de contact, mais donne un volume d'irradiation homogène suffisamment étendu (par augmentation du rendement en profondeur et aplatissement des courbes isodoses) en conservant une protection suffisante des tissus sous jacents; elle sera indiquée dans beaucoup d'affections néoplasiques; de plus, cette technique permettra, dans des conditions acceptables, de faire de la radiothérapie endocavitaire où nous devons, dans la mesure du possible, irradier de larges surfaces et des épaisseurs importantes de tissus.

Nous pensons d'ailleurs que, dans la mesure où les constructeurs réaliseront des appareillages de plésiorœntgenthérapie plus puissants, la technique pourra être modifiée, selon les besoins, pour améliorer le rendement en profondeur et l'homogénéité en surface des doses.

Cette technique peut encore être assouplie par l'utilisation de faisceaux combinés, avec une pénétration suffisante pour réaliser des recoupements en profondeur (cancer de la lèvre inférieure par exemple).

En résumé, cette technique de plésiorœntgenthérapie ne diffère pas essentiellement des techniques couramment utilisées en rœntgenthérapie. En raison de ses avantages — d'où découlent des inconvénients — il importe d'en poser correctement les indications, fort nombreuses dans un Centre Anticancéreux.

Le Président de la Thèse :
DUCUING

Vu : Le Doyen :
Pour le Doyen,
L'Assesseur :
BRUSTIER

Vu et permis d'imprimer :
Toulouse, le 25 Juin 1951
Le Recteur,
Président du Conseil de l'Université,
P. DOTTIN

BIBLIOGRAPHIE

C. B. BRAERSTRUP and I. H. BLATZ. — Physical factors of low voltage « contact » rœntgentherapy. — *Br. J. Radiology* XXV, 1940, p. 198.

A. BRU. — Doses, efficacité et mesures en radiothérapie. — Diplôme d'Electro-Radiologie, Toulouse.

G. CAZABAT. — Dosimétrie des radiations dans le traitement du cancer. — *Thèse Toulouse* 1938.

J. DJOUING, L. BUGNARD, P. MARQUÈS. — Etude du cœfficient de transmission en profondeur. — *Livre des communications au Congrès International de lutte contre le Cancer*, 1936, p. 407.

P. FLOOD et D. W. SMITHERS. — Short distance low voltage X ray therapy. - *Brit. J. of Radiol.* XII, 140, 1939, p. 462.

M. FRILLEY et L. DAUVILLIERS. — Etude de physique du rayonnement d'un tube Philips de contacté-thérapie. — *Journ. de Radiol.* XXVI, 3-4, 1944-45, p. 62.

GREENING. — A méthode of determining the wavelength distribution of the X radiation at a point in a stattering medium. — *Br J. Radiol.* avril 1951, p. 201.

Ch GROS. — La radiothérapie de contact. — *Thèse Montpellier* 1943.

KEMPS and BOWLEY. — An integrating machine for estimating the dosage rate of scattered X rays. - *Br. J. Radiol.* avril 1951, p. 211.

P. LAMARQUE. — Bases physiques et biologiques de la Rœntgenthérapie. — Masson 1942, p. 338 à 350 (*La Radiothérapie de contact*).

L. F. LAMERTON. — A physical investigation of the radiation from a low-voltage X ray tube. — *Br. J. Rad.* XIII, 1940, p. 136.

W. V. MAYNEORD. — *Br. J. Rad.* IX, 1936, p. 215.

W. J. OOSTERKAMP. — Dose maesurements ou contact - therapy tubes. — *Acta Radiologica* XXXII, 6 juin 1950, p. 491.

PARKER. — Tentative dose units for mixed radiations. — *Br. J. Radiol.,* february 1950, p. 257.

QUASTLER. — Deph dose maesurements in contact rœntgentherapy on a biological test object. — *Am. J. of Rœntgen.* L. 4 Novembre 1943, p. 669.

E. H. QUIMBY and E. F. FOCHT. — Dosage maesurements in contact rœntgentherapy. — *Am. J. of Rœntg.* L. 5 Nov. 1943, p. 653.

REGATS. — Radiotherapy of carcinome of lower lips. — *Br. J. Radiol.* LI octobre 1948, p. 499.

D. W. SMITHERS. — Treatment of accessible malignant tumours. — *Br. J. of Radiol.* LI, 1944, p. 730.

VAN DER PLAATS. — Over de Behandeling van huidcarcinomen met Rœntgenbestrahlung volgens de Rœntgenkanstickméthode. — *Maastricht,* 1938.

Dépôt lég. Aa 98, 2me tr. 1951

Imp. Toulousaine (R. Lion), 2, rue Romiguières